

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表平6-501177

第1部門第2区分

(43) 公表日 平成6年(1994)2月10日

(51) Int.Cl.⁵
A 6 1 N 1/365識別記号 庁内整理番号
8718-4 C

F I

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 8 頁)

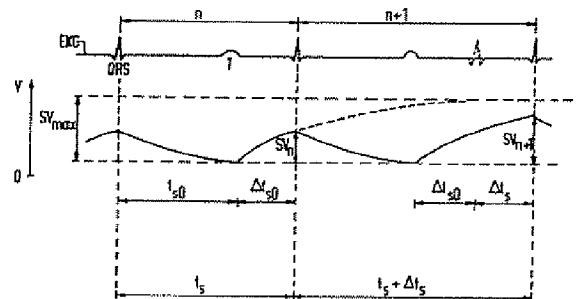
(21) 出願番号 特願平3-515943
 (86) (22) 出願日 平成3年(1991)10月4日
 (85) 翻訳文提出日 平成5年(1993)4月5日
 (86) 国際出願番号 PCT/EP91/01897
 (87) 国際公開番号 WO92/05836
 (87) 国際公開日 平成4年(1992)4月16日
 (31) 優先権主張番号 P4031450.2
 (32) 優先日 1990年10月4日
 (33) 優先権主張国 ドイツ (DE)
 (81) 指定国 EP(AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IT, LU, NL, S E), JP, US

(71) 出願人 シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
 ドイツ連邦共和国 D-8000 ミュンヘン
 2 ヴィッテルスバッハープラッツ 2
 (72) 発明者 ハインツェ, ローラント
 ドイツ連邦共和国 D-8000 ミュンヘン
 80 ジンバッハー シュトラッセ 5
 (74) 代理人 弁理士 矢野 敏雄 (外2名)

(54) 【発明の名称】 心臓活動の測定パラメータを検出するための装置、例えばハートペースメーカ

(57) 【要約】

本発明は、心臓活動の測定パラメータ (M) を検出するための測定装置を有する装置、例えばハートペースメーカに関する。障害信号がなく、ハートペースメーカの生理学的機能の評価に使用することのできる測定パラメータを検出するためにこの装置には、先行する心周期 (n) に比較して心周期 (n+1) の周波数 (f) ないし持続時間 (t_s) の変化が一度または個々に発生した際に、当該変化から生じた測定パラメータ (M) の変化の程度を周波数変化 (Δf) の程度に依存して評価する回路手段が設けられている。



請求の範囲

1. 心臓活動の測定パラメータ(M)を検出するための測定装置を有する装置、例えばハートペースメーカーにおいて、
先行する心周期(n)と比較して心周期(n+1)の周波数(f)ないし持続時間(t s)の変化が一度または個々に発生した際に、当該変化から生じた測定パラメータ(M)の変化の程度を周波数変化(Δf)の程度に依存して評価する回路手段が設けられていることを特徴とする装置。
2. 測定パラメータ(M)の変化の程度として、2つの順次連続する測定サイクル(n, n+1)において検出された測定値(Mn)と(Mn+1)の差(ΔM)が検出される請求の範囲第1項記載の装置。
3. 周波数制御ユニット(20)により制御される刺激周波数の所定変化(Δf)によって惹起されるパラメータ変化(ΔM)が評価される請求の範囲第1項または第2項記載の装置。
4. 評価のために、種々異なるパルス間隔変化($\Delta t s 1$)および($\Delta t s 2$)に依存して測定された2つの測定パラメータ変化($\Delta M 1$)と($\Delta M 2$)の商が計算される請求の範囲第1項から第3項までのいずれか1項記載の装置。
5. 負荷が一定の際の比較的長い時間間隔にわた

10. 負荷が同じ間の周波数依存測定パラメータおよび負荷依存測定パラメータの短時間の変化の差が、負荷変化後の当該パラメータの中程度の期間の変化と比較され、当該パラメータの周波数依存性および負荷依存性を分離するために使用される請求の範囲第1項または第2項記載の装置。

特表平6-501177(2)

って一定である個々の基本周波数(f1, f2, ...)において複数の評価を実行し、当該値を周波数に関連して記憶する請求の範囲第1項から第4項までのいずれか1項記載の装置。

6. 負荷に依存する測定パラメータの変化の商を、場合により周波数に依存する目標値と比較することにより刺激周波数の制御に利用する請求の範囲第1項から第4項までのいずれか1項記載の装置。
7. 吐出力に依存する測定値(M)の差(ΔM)を、周波数変化(Δf)の値が上昇する場合、最大測定値変化(ΔM_{max})が $\Delta f_{n=1} / \Delta t s 0$ の際に検出されるように評価する請求の範囲第1項から第4項までのいずれか1項記載の装置。
8. 2つの基本周波数(f1)と(f2)は異なるが、しかし負荷は同じ場合での2つの最大測定値変化の差が、周波数(f1)での値(ΔM_{max})に関連して、商 $\Delta f / (f + \Delta f)$ と比較され、
比較値が周波数制御の血流力学的最適化に使用される請求の範囲第6項記載の装置。
9. 同じ基本周波数での吐出力依存測定パラメータの、短時間の異なる変化の商が当該周波数に対して記憶されている商目標値と比較され、
心節の有効作用度が頻脈検出のために分析される請求の範囲第1項から第4項までのいずれか1項記載の装置。

明 細 書

心臓活動の測定パラメータを検出するための装置、例えばハートペースメーカー

本発明は、心臓活動の測定パラメータを検出するための測定装置を有する装置、例えばハートペースメーカーに関する。

国際特許出願WO 89/06990には、どのようにに刺激周波数を周期的に交番し、心臓毎分容積に比例する測定パラメータを同時に検出し、相応の計算を行うことにより、周波数制御の血流力学的最適化が可能であるかが記載されている。しかしこの測定法で重要なことは、所定の時間間隔にわたって周波数変化を行うことである。この時間間隔は心臓筋の反応だけでなく、心臓血管制御系全体の反応を引き起こし、この反応は刺激周波数の周波数領域の最適化のための前提条件である。

EP-A-0255899から公知のハートペースメーカーでは、刺激周波数が房室移行時間に依存して、負荷依存する設定量として制御される。その際、特性曲線制御のほかに血流力学的最適制御も行われる。これは身体的負荷程度が一定の場合に、測定された房室移行時間が最小値を有するまで刺激周波数を高めるかまたは低下することにより行われる。その際、このよ

うにして発見された刺激周波数はそれぞれの負荷程度に対して理想的なものであるとみなされる。この手段でも重要なことは、最適刺激周波数を求める際の周波数変化が心臓筋の反応だけでなく、心臓血管制御系全体の反応を惹起することである。その際、この反応は刺激周波数の最適化のための前提条件である。

D P-A-0140472には、刺激周波数の制御を心臓の吐出量の変化に依存して行うことが提案されている。この変化はインピーダンス測定により検出される。しかしここには、インピーダンス信号から得られる測定値により吐出量を定量的測定できることは示唆されていない。そのほか、測定されたインピーダンス信号の値と負荷程度との間の比例関係の個人差をどのように補償し得るか記載されていない。

D E-A-3533597には、刺激周波数を吐出量に比例する測定値により制御する方法が記載されている。刺激周波数の制御特性曲線は吐出量の関数としてもあらかじめ求められる。すなわち、最大負荷の際に周波数を周波数と吐出量の積が最大になるように調整するのである。この手段の欠点は、最大負荷状態を第2の測定パラメータとして検出するかまたは外部から入力しなければならないことである。またそこには、インピーダンス信号の障害に対する脱感性をどのように補償するかは記載されておらず、従いこの方法は実際に適用されていない。

その般刺激の場合は、刺激周波数 f の所望の変化により惹起された測定値変化 ΔM を分析する。

測定パラメータ M と周波数変化 Δf の程度との依存関係を生理学的に正確に定義することができれば、周波数変化 Δf に依存しないすべての障害的信号成分を、公知の簡単な評価法（例えば差形成、商形成、および平均値形成）に従い周波数変化に関連した評価を用いて除去することができる。

このようにして例えば次の生理学的事実を利用することができる。すなわち、2つの刺激パルス間のパルス間隔 t_{s0} の短縮または延長によるパルス周波数の変化がこの心拍 n の拡張期充填相を制御し、これにより次の心拍 $n+1$ 中の収縮期排出相の経過を制御するという事実が利用される。

周波数変化に関連する信号評価法を、例えば心内インピーダンス測定（これを利用することは従来、この測定法の障害脱感性が高いためにうまくいかなかった）の分析の際に適用すれば、吐出量の変化を障害なしに評価することができ、評価された信号を用いて刺激周波数を負荷依存して制御することができ、および／または刺激周波数を血流力学的に最適化することができ、および／または頻脈検出を実行することができる。

本発明を以下、図面に基づき詳細に説明する。

図1は、周波数を変化させた際の心電図経過および所属の心室容積の経過を示す線図。

本発明の課題は、特にハートペースメーカーに関連して、心臓活動の測定パラメータをこのパラメータに障害信号のないように検出し、心臓筋の生理学的評価、例えば心臓時間容積の変化の検出に使用することができるように構成することである。

この課題は請求の範囲に記載された構成により解決される。

従来のペースメーカー技術で使用されていたパッシブ形障害除去法、例えば周波数波とは異なり、本発明ではアクティブ形障害除去法が、ドリフト、感度変化、直線性変化および多重感度の影響を抑圧するために適用される。その際原則的には、検出すべき現象のみの所望の変調により、時間的基準に従い、引き続き復調した際に特異的でない信号成分が検出除去されるのである。ペースメーカーの機能はそのための最適な条件を提供する。なぜなら、心臓活動のすべての測定パラメータは心臓の周波数に依存し、従い刺激パルスにより所望の変調が可能だからである。

本発明の技術思想ではこの事実を次のように利用する。すなわち、心拍 $n+1$ 中の測定パラメータ M の信号経過を先行する心拍 n の周波数 f ないし持続時間 t_s に依存して分析し、 f が Δf だけ、ないし t_s が Δt_s だけ変化した際に、測定値 $M(n)$ と $M(n+1)$ の間の測定値変化 ΔM を、2つの心拍間の周波数変化 Δf ないし Δt_s の程度に依存して評価するのである。

図2は、周波数変化によって負荷に依存する測定パラメータを検出し、ハートペースメーカーの周波数制御に利用するハートペースメーカーのブロック回路図。

図3は、通常の心臓の吐出量の経過を、種々異なる負荷段階において吐出量周波数に依存して示す線図。

図4は、刺激周波数を血流力学的に最適化したハートペースメーカーのブロック回路図。

図5は、心臓の膨張状態を識別するための手段を有するハートペースメーカーのブロック回路図である。

図1は、上部に心電図EKGの信号経過が2つの順次連続する心周期 n と $n+1$ にわたって示されており、その下には心臓の2つの心室の容積 V の所属の経過が示されている。心室容積 V の経過はここでは指数的に変化する曲線部分により簡略化して図示してある。心周期 n を開始するQRS群がEKGに発生する際に、収縮相が開始する。収縮相では心筋がまず緊張し、引き続き残余容積まで収縮する。その際血液は心室から排出される。収縮相の長さはここでは t_{s0} により示されている。EKGのT波の終了時に拡張相が開始する。この拡張相では心筋は弛緩し、引き続き心室容積 V が指数的に経過して増大する際に再び充填する。後続の心拍により終了する拡張相の長さは Δt_{s0} により示されている。従い、 n の付された心周期の持続時間 t_s に対して：

$$t_s = t_{s0} + \Delta t_{s0}$$

特表平6-501177(4)

がてはまる。

最初の心周期 n の吐出力 SV_n は、図 1 に示すように近似的に次式により表される。

$$SV_n = SV_{max} \cdot (1 - \exp(-\Delta t_{so}/T))$$

ここで SV_{max} は患者の所定の負荷に基づき、心周期の最大持続時間の際に生じる吐出力であり、 T は拡張相での心室容積 V の上昇に対する時定数である。この時定数は心筋の収縮性に依存する。吐出力 SV_n に対する上式には 2 つのパラメータがある。すなわち、 SV_{max} と T である。これらのパラメータは心筋の収縮性の変化により、患者の物的および心的負荷に依存して変化する。基本的にはまた、吐出力 SV の測定技術的検出により、例えば心臓領域における電氣的組織インピーダンス Z の変化 ΔZ を測定することにより、患者の負荷状態を検出し、ハートペースメーカーの例えば周波数制御に利用することもできる。その際は、インピーダンス変動 ΔZ は吐出力 SV に比例することが前提とされる。特に吐出力に依存する測定パラメータ、すなわちここではインピーダンス信号は多数の障害の影響、例えば患者の呼吸活動、運動アーチファクト、ドリフト発生、感度変化および直線性変化の影響を受ける。これらの影響は心臓活動には相関しない。これらの障害の影響を除去するために、以下に示すように、測定パラメータが順次連続する心周期 n と $n+1$ の持続時間の変化に依存して評価される。

図 1 に示すように、心周期 $n+1$ の持続時間は先行する周期 n に対して Δt_s だけ延長されている。そのため収縮持続時間が変化しない場合は、第 2 の心周期 $n+1$ の拡張相が同じ量 Δt_s だけ延長される。従い患者の負荷が変化しない場合、第 2 の心周期 $n+1$ の吐出力 SV_{n+1} は

$$SV_{n+1} = SV_{max} \cdot (1 - \exp(-(\Delta t_{so} + \Delta t_s)/T))$$

により得られる。

これにより、吐出力 SV の変化 $\Delta SV(+)$ は、順次連続する心拍の間隔が値 Δt_s だけ拡大していることに基づき、

$$\Delta SV(+) = SV_{n+1} - SV_n$$

$$= SV_{max} \cdot \exp(-(\Delta t_{so}/T)) \cdot (1 - \exp(-(\Delta t_s/T)))$$

により得られる。

心周期持続時間が減少する場合、すなわち 2 つの心拍間の間隔が $-\Delta t_s$ だけ変化する場合には、相応に吐出力 SV の変化 $\Delta SV(-)$ は

$$\Delta SV(-) = SV_{max} \cdot \exp(-(\Delta t_{so}/T)) \cdot (1 - \exp(-(\Delta t_s/T)))$$

により得られる。

従い 2 つの吐出力変化の比は

$$\Delta SV(+)/\Delta SV(-) = -\exp(-(\Delta t_s/T))$$

により得られ、従い負荷に依存する時定数 T が障害のある量 SV_{max} なしで得られる。

図 2 はハートペースメーカーのブロック回路図を示す。このペースメーカーでは上に説明した負荷に依存する測

定パラメータの検出が刺激周波数の制御に利用される。ハートペースメーカーは刺激パルス発生器 1 を有する。刺激パルス発生器の出力端子 2 は閉鎖可能なスイッチ 3 と電極線路 4 を介して、患者 S の心臓 5 に配置された電極 6 と接続されている。刺激パルス発生器 1 の第 2 の出力端子 7 はハートペースメーカーのここに開示しないケーシングと接続されている。ケーシングは基準電極として用いられる。刺激パルス発生器 1 は制御線路 8 を介してハートペースメーカー制御部 9 と接続されている。制御部は制御線路 8 を介して刺激パルス発生器 1 による刺激パルスの出力を惹起する。心拍検出器 10 は刺激されたまたは自然の心拍を検出するため、電極 6 とハートペースメーカーケーシングとの間で、第 1 入力端子が刺激パルス発生器 1 の出力端子 2 に、第 2 入力端子がハートペースメーカーケーシングに接続されている。心拍検出器 10 の出力側は信号線路 13 を介してハートペースメーカー制御部 9 と接続されている。電極線路 4 は別の閉鎖可能なスイッチ 14 を介して測定パラメータ検出器 16 の第 1 入力端子 15 と接続されている。この測定パラメータ検出器は図示の実施例では測定パラメータとして電極 6 とハートペースメーカーケーシングとの間の組織インピーダンスを検出する。ハートペースメーカーケーシングにはそのために、測定パラメータ検出器 16 の第 2 入力端子 17 が接続されている。測定パラメータ検出器 16 は制御線路 18 を

介して心拍検出器 10 と、さらに出力信号線路 19 を介してハートペースメーカー制御部 9 と接続されている。閉鎖可能なスイッチ 3 と 14 は一方では刺激パルス発生器 1 と心拍検出器 10 を、他方では測定パラメータ検出器 16 を接続するために用いられる。それによりこれらは相互に影響することがない。図示に実施例では、電極 6 とハートペースメーカーケーシングとの間でインピーダンス測定が行われる。しかし刺激、心拍検出およびインピーダンス測定のために種々の電極を設ける多重電極配置も考えられる。

図示のハートペースメーカーの機能は次のとおりである。ハートペースメーカー制御部 9 は、例えば外部からプログラミング可能な所定の周波数 f を設定する。この周波数により刺激パルス発生器 1 は心臓 5 に刺激パルスを送出する。周波数 f は個々の刺激パルスの間隔 t_s に $t_s = 1/f$ により相応する。心拍検出器 10 により自然の心拍も、刺激された心拍も検出される。各検出された心拍により、ハートペースメーカー制御部 9 にて持続時間 t_s の時間間隔がスタートされ、この時間間隔が完全に経過した後、刺激パルスの出力が惹起され、時間間隔は新たにスタートされる。この時間間隔の経過前に自然の心拍が検出されたなら、時間間隔は刺激パルスを形成することなく新たにスタートされる。

数秒の間隔で、ハートペースメーカー制御部 9 では 2

つの順次連続する刺激パルス間隔が交互に量 $\Delta t s$ および $-\Delta t s$ だけ変化される。この別個の変化により、拡張期充満相が変化したため、吐血量 SV がそれぞれ直ちに反応する。一方、循環系の通常の圧力は変化せず、従い平均心臓時間容積は変化しないままである。変化 $\Delta SV(+)$ と $\Delta SV(-)$ にはインピーダンス変動 ΔZ の変化 $\Delta(\Delta Z(+))$ と $\Delta(\Delta Z(-))$ が相応する。測定パラメータ検出器16によるインピーダンスの検出は制御回路18を介して検出された心拍に同期化される。刺激パルス間隔が $\Delta t s$ だけ延長された際には、まず施行する心周期 n でインピーダンス変動 ΔZ_n が検出され、その後延長された心周期 $n+1$ でインピーダンス変動 ΔZ_{n+1} が検出される。引き続き、2つのインピーダンス変動の差が $\Delta(\Delta Z(+)) = \Delta Z_{n+1} - \Delta Z_n$ により形成される。同じようにして、刺激パルス間隔が $\Delta t s$ だけ短縮する際にもインピーダンス変動 $\Delta(\Delta Z(-))$ が検出される。この2つの値からハートペースメーカ制御部9では差 $\Delta(\Delta Z(+)) / \Delta(\Delta Z(-))$ が形成される。この商は、刺激パルス周波数変換により惹起された吐血量変化の比 $\Delta SV(+)/\Delta SV(-) = \exp(-\Delta t s / T)$ に相応する。従い上に示したように、患者の負荷状態に対する尺度となる。このようにして求められた負荷に対する実際値はハートペースメーカ制御部9で目標値と比較される。

目標値は一定の値としてこの図示しない外部プログラミングユニットにより設定することができる。または周波数 f に依存する値とすることもできる。目標値-実際値比較に基づき、ハートペースメーカ制御部9が刺激パルス発生器1に刺激パルスの出力を惹起させる周波数 f が制御される。

以下、図3および図4に基づき、ハートペースメーカにおける本発明の枠内での血流力学的周波数最適化の実施例を説明する。身体固有の循環制御は心臓時間容積 HZV を患者の物的および心的負荷に依存して制御する。心拍周波数 f と吐血量 SV の積としての心臓時間容積 HZV はその際、圧力差 Δp と末梢血流抵抗 R に比例する。すなわち、 $HZV = SV \cdot f = \Delta p / R$ である。ここで末梢血流抵抗 R はほぼ自律的に負荷に反応する。これは例えば、筋の活動の際にその血管が拡張し、それにより末梢血流抵抗 R の低減が生じるようにして反応する。これに起因する短時間の血圧低下は中枢神経系の相応のレセプタにより検出され、心臓時間容積 HZV を高めるための心臓への信号に変換される。心臓時間容積は吐血量 SV と心拍周波数 f を介して高められる。次に心臓時間容積 HZV は平均して、負荷に比例する値に安定する。

図3は正常な心臓に対して、吐血量 SV の経過を心拍周波数 f に依存して、種々異なる負荷段階において示す線図である。心臓時間容積 HZV が一定の特性曲

線は一点鎖線で示されている。線図が示すように各負荷状態 P 毎に周波数値 f_p がある。この周波数値 f_p からは心拍周波数 f をさらに高めても心臓時間容積 HZV の上昇は生じない。線図には、周波数 f の変化が心臓時間容積 HZV の変化をほとんど生じさせない領域がハッチングで示されている。心臓伝導度の変動幅が個人差の大きいものであるため、ハートペースメーカ患者毎に刺激周波数を負荷状況に次のように最適化することが必要である。すなわち、心臓時間容積 HZV を負荷に比例して適合し、周波数上昇が心臓時間容積 HZV の低下にならないように最適化するのである。

ハートペースメーカにおける血流力学的周波数最適化のための例を以下説明するに際し、上に述べた事実が利用される。すなわち、身体固有の循環制御は負荷状況が一定に留まる場合、心臓時間容積 HZV を近似的に一定に保持するのである。これは、負荷に依存し、個体に典型的な周波数値 f_p からは、刺激周波数 f の上昇 Δf を吐血量 SV の相応の低減 $-\Delta SV$ により補償するようにして行うのである。すなわち、負荷が一定の場合は f に対して比較的に大きな f_p が当てはまる：

$$HZV = SV \cdot f = (SV - \Delta SV) \cdot (f + \Delta f)$$

従い、吐血量 SV の相対的变化に対して次式が成り立つ。

$$\Delta SV / SV = \Delta f / (f + \Delta f)$$

図1が示すように、パルス間隔 $t s$ を量 $\Delta t s o$ だけ短縮すると、第2の心周期 $n+1$ において吐血量がゼロになる。この場合、吐血量 SV の変化 $\Delta SV o$ に対して次式が成り立つ。

$$\Delta SV o = SV_{n+1} - SV_n = 0 - SV_n$$

従い、所定の刺激周波数 f において吐血量 SV は次のようにして求められる。すなわち、数秒の時間間隔で複数回、心周期 $n+1$ を定める2つの刺激パルス間隔をそれぞれ比較的に大きくする量 $\Delta t s$ だけ短縮し、これにより惹起された吐血量 SV の変化 ΔSV を検出するのである。この過程は、 ΔSV が比較的に大きくなるまで続けられる。しかしながら ΔSV に対して、先行する値よりも小さな値が検出されると直ちに、先行する値、すなわち ΔSV に対する最大値が $\Delta SV o = -SV_n$ として定められ、パルス間隔 $t s$ の短縮された量 $\Delta t s$ が $\Delta t s o$ として定められる。前の実施例で既に示したように、吐血量 SV の変化 ΔSV ないし $\Delta SV o$ は心臓領域のインピーダンス測定により求めることができる。インピーダンス変動 ΔZ は吐血量 SV の関数であるから、 $\Delta SV / SV = -\Delta Z / \Delta Z o$ の上で必要となる換用は、インピーダンス変動の変化の比 $\Delta(\Delta Z) / \Delta(\Delta Z o)$ により求められる。ここで $\Delta Z o$ は、刺激パルス間隔を $\Delta t s = \Delta t s o$ だけ延長したときのインピーダンス変動である。

図4はハートペースメーカーのブロック回路図を示す。このペースメーカーでは、上に説明した血液力学的周波数最適化が適用される。その図2と同じ機能ブロックには同じ参照番号が付してある。ハートペースメーカーは刺激パルス発生器1を有する。刺激パルス発生器1の出力端子2は制御可能なスイッチ3と電極線路4を介して、患者5の心臓5に配置された電極6と接続されている。刺激パルス発生器1の第2の出力端子7はハートペースメーカーのここに図示しないケーシングと接続されている。ケーシングは基準電極として用いられる。刺激パルス発生器1は制御線路8を介して周波数制御ユニット20と接続されている。この制御ユニットはハートペースメーカー制御部9の構成部材であり、刺激パルス発生器1を刺激パルスの出力のための所定の周波数で制御する。周波数は、患者の負荷状態を検出するセンサ21の出力信号22に依存して制御可能である。センサの出力信号は信号処理装置22を介して周波数制御ユニット20に供給される。自然の心拍および刺激された心拍を検出するために先端電極6とハートペースメーカーのケーシングとの間では、心拍検出器10の第1入力端子11が刺激パルス発生器1の出力端子2に、第2入力端子12がハートペースメーカーケーシングに接続されている。心拍検出器10の出力信号は信号線路13を介して、ハートペースメーカー制御部9内の差および商形成器23と接続されている。測

定の過程は数秒の間隔において比較的増大する短時間 Δt によりくり返され、信号処理段26にてそれぞれ新たな $\Delta(\Delta Z)$ に対する値が前に検出された値と比較される。新たに検出された値が先行する値よりも大きければ、パルス間隔短縮の過程は、新たに検出される $\Delta(\Delta Z)$ に対する値が前に検出された値よりも所定の量だけ小さくなるまで続けられる。次いで前に検出された $\Delta(\Delta Z)$ に対する値が $\Delta(\Delta Z_0)$ として記憶され、記憶される。

周波数制御ユニット20が刺激周波数 f を比較的に長い時間間隔(数分)で変化すると、センサ21が負荷変化を検出するかまたは周波数制御ユニット20が自動的に周波数最適化を実行するので、これにより生じる新たな値 $\Delta(\Delta Z_0)_{m+1}$ が信号処理段26にて、比較的長時間の周波数変化 Δf の直前に検出された値 $\Delta(\Delta Z_0)_m$ と比較され、2つの値の差 $\Delta(\Delta(\Delta Z_0))$ が形成され、引き継ぎ商 $\Delta(\Delta(\Delta Z_0)) / (\Delta(\Delta Z_0)_m)$ が形成される。この商は周波数変化 Δf による吐出力 $S V$ の相対変化 $\Delta S V / S V$ に相当する。差および商形成器23では検出された心拍の発生する時間に基き商 $\Delta f / (f + \Delta f)$ が形成される。差比較器27では、商形成器23と26の出力値の比較により、商 $\Delta(\Delta(\Delta Z_0)) / \Delta(\Delta Z_0)_m$ 、すなわち $\Delta S V / S V$ が商 $\Delta f / (f + \Delta f)$ よりも大きい小さいかが決定され、これに

定パラメータ検出器16は第1入力端子15が別の制御可能なスイッチ14および電極線路4を介して先端電極6と接続され、第2入力端子17が第2の電極線路24を介して、第1電極6から距離をおいたリング電極25と接続されている。測定パラメータ検出器16は2つの電極6と25の間のインピーダンスを測定するのに用いる。測定パラメータ検出器16はさらに制御線路18を介して心拍検出器10と、出力側信号線路19を介して、ハートペースメーカー制御部9の信号処理段26と接続されている。差および商形成器23と信号処理段26は出力側で差比較器27と接続されている。差比較器の出力信号は周波数制御ユニット20を制御する制御段28に供給される。

周波数制御ユニット20は刺激パルス発生器1に、センサにより検出された患者の負荷状態に依存する周波数での刺激パルスを出力させる。この場合、数秒の間隔において、2つの順次連続する刺激パルス間の間隔が一度、量 Δt だけ短縮される。測定パラメータ検出器16では上記のような各周波数交番の際に、心臓5での電極6と25間のインピーダンスが心拍検出器10により検出された心拍に同期して検出される。さらに信号処理段26では、周波数交番に先行する心拍間 n でのインピーダンス変動 ΔZ_n と、持続時間の变化された心拍間 $n+1$ でのインピーダンス変動 ΔZ_{n+1} との間の差が形成される。一度のパルス間隔短

縮により周波数変化 Δf により心臓時間容積 $H Z V = S V \cdot t$ が改善されるかまたは悪化するかが決定される。比較結果に基づき周波数制御ユニット20は制御段28を介して、負荷が一定の際に心臓時間容積 $H Z M$ の悪化を引き起こす周波数変化 Δf が取りやめられるように制御する。

次の心臓の頻脈状態を識別するための実施例を説明する。吐出力 $S V$ の検出により原則的に心臓の有効作用度が評価され、周波数 f が高い際に、心臓の心拍活動が有効に作用していないか否か、すなわち頻脈であるかが検出される。順次連続する刺激パルスのパルス間隔を変化することにより短時間の周波数交番を行い、吐出力に依存する測定パラメータを分析する。これによりこの種の頻脈状態の検出が可能である。そのために本発明では心拍検出器により検出された心拍周波数が、短時間の周波数上昇 $\Delta f_1, \Delta f_2, \dots$ 、すなわち間隔 Δt の短時間の短縮 $\Delta t s_1, \Delta t s_2, \dots$ により変調され、差および商形成によって、吐出力に依存する測定パラメータが周波数変化 $\Delta f_1, \Delta f_2, \dots$ に依存して変化したかおよびどの程度変化したかが評価される。吐出力に依存する測定パラメータの変化が所定の閾値以下であれば、頻脈状態が検出され指示される。

複数の高い基本周波数 f_1, f_2, \dots 毎に、基本周波数の変化 $\Delta f_{11}, \Delta f_{12}, \dots, \Delta f_{21}, \Delta f_{22}, \dots$

國際調查報告

International Application No. PCT/EP 91/01897

I. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER	
According to International Patent Classification (IPC) or to both National Classification and IPC	
Int. Cl. 5	A61B1/365
II. FIELD SEARCHED	
Machine Documentation Searched	
Classification System	Classification Symbol
Int. Cl. 5	AGIN
Documentation Searched prior that Machine Documentation to the extent that such Documents are included in the Patent Searched	
III. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT	
Category *	Character of Document, ** with indication, where appropriate, of the relevant passages **
A	EP.A.0 255 899 (JRHIGH) 17 February 1988 see column 3, line 7 - line 17 see column 5, line 41 - line 48 see column 6, line 19 - line 37; claim 2
A	EP.A.0 317 985 (SIEMENS ELEMA AG) 31 May 1989 see claims 1-5
* Basic features of cited documents: **	
"A" documents defining the general state of the art which is not taken into account for the purposes of the invention	
"F" documents defining the general state of the art which is not taken into account for the purposes of the invention	
"I" documents which may (or may not) be taken into account for the purposes of the invention, but which are not taken into account for the purposes of the invention	
"O" documents which may (or may not) be taken into account for the purposes of the invention, but which are not taken into account for the purposes of the invention	
"P" documents which may (or may not) be taken into account for the purposes of the invention, but which are not taken into account for the purposes of the invention	
"R" documents which may (or may not) be taken into account for the purposes of the invention, but which are not taken into account for the purposes of the invention	
"S" documents which may (or may not) be taken into account for the purposes of the invention, but which are not taken into account for the purposes of the invention	
"T" documents which may (or may not) be taken into account for the purposes of the invention, but which are not taken into account for the purposes of the invention	
"U" documents which may (or may not) be taken into account for the purposes of the invention, but which are not taken into account for the purposes of the invention	
"V" documents which may (or may not) be taken into account for the purposes of the invention, but which are not taken into account for the purposes of the invention	
"W" documents which may (or may not) be taken into account for the purposes of the invention, but which are not taken into account for the purposes of the invention	
"X" documents which may (or may not) be taken into account for the purposes of the invention, but which are not taken into account for the purposes of the invention	
"Y" documents which may (or may not) be taken into account for the purposes of the invention, but which are not taken into account for the purposes of the invention	
"Z" documents which may (or may not) be taken into account for the purposes of the invention, but which are not taken into account for the purposes of the invention	
IV. CERTIFICATION	
One of the Aerial Competence of the International Search	One of the Aerial Competence of the International Search
6 February 1992 (05.02.92)	26 February 1992 (26.02.92)
International Searching Authority	Signature of Approving Officer
EUROPEAN PATENT OFFICE	

Form PCT/EP 91/01897 (Rev. 1/91)

特表平6-501177 (8)

國際調查報告

EP 9101897
SA 52752

(This table lists the patent family members relating to the primary document cited in the above-mentioned international search report. The numbers are not intended to be the European Patent Office (EPO) file no. The European Patent Office is in no way liable for those particulars which are merely given for the purpose of information. 06/02/92)

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP-A-0255899	17-02-88	US-A- 4856521	15-08-89
EP-A-0317985	21-05-89	US-A- 4817606	04-04-89
		JP-A- 1195868	07-08-89

For every family member (by name) in the Official Journal of the European Patent Office, No. 12/92